

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-194339

⑬ Int.Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和61年(1986)8月28日

G 01 N 24/08
A 61 B 10/00

7621-2G
7033-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全9頁)

⑮ 発明の名称 核磁気共鳴撮像装置

⑯ 特 願 昭60-35746

⑰ 出 願 昭60(1985)2月25日

⑱ 発 明 者 吉 留 英 二 武蔵野市中町2丁目7番11号 横河メディカルシステム株式会社内

⑲ 発 明 者 星 野 和 哉 武蔵野市中町2丁目7番11号 横河メディカルシステム株式会社内

⑳ 発 明 者 松 浦 裕 之 武蔵野市中町2丁目9番32号 横河北辰電機株式会社内

㉑ 出 願 人 横河北辰電機株式会社 武蔵野市中町2丁目9番32号

㉒ 出 願 人 横河メディカルシステム株式会社 立川市栄町6丁目1番3号

㉓ 代 理 人 弁理士 小沢 信助

明 細 書

1. 発明の名称

核磁気共鳴撮像装置

2. 特許請求の範囲

対象物に高周波パルスおよび勾配磁場を印加してFID信号を発生させ、このFID信号を検出し、検出した信号を使って対象物の組織に関する画像を得るようにした核磁気共鳴撮像装置であって、

大きさは等しいが磁場勾配の傾き方向が互いに異なるような2種類の勾配磁場を発生させ、同一対象物のFID信号を測定するように各部を制御するシーケンス制御手段と、

FID信号の負の時間領域に零値を埋めこむか又は零があるものとみなし、FID信号測定時の磁場勾配の傾き方向に応じて、一方はそのまま、他方は読出し時間軸が正負反転するように複素画像をフーリエ変換するフーリエ変換手段と、

前記フーリエ変換手段からの出力に対し、予め求められている主磁場不均一分布に応じて読出し

方向の位置および強度歪補正を施す歪補正手段と、

2つの複素画像を加算する加算手段と、

複素画像を画像処理して実数画像を算出する画像処理手段と、

を具備し、正の読出し勾配で測定した一連のFID信号と、負の読出し勾配で測定した一連のFID信号2種類を用い、前記フーリエ変換手段および歪補正手段において各々のFID信号を別個に再構成および歪補正し、前記加算手段でこの2枚の画像を複素数加算することにより主磁場不均一の影響を少なくし、その後前記画像処理手段においてこの複素画像を画像処理して実数画像を得るようにしたことを特徴とする核磁気共鳴撮像装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、核磁気共鳴撮像装置(以下核磁気共鳴をNMRと略す)に関し、特にFID(Free Induction Decay)信号を用いてフーリエ法により画像を再構成する再構成方式を改善したNMR撮像装置に関するものである。

(従来の技術)

従来より、核磁気共鳴撮像装置において画像を得る際の手法にフーリエ法を用いるフーリエイメージング法がある。フーリエ法に用いるNMR信号としては、FID信号でもエコー信号でもよいが、FID信号は負の時間領域におけるデータが採取できないため一般にはエコー信号が使われる。

しかしながら、FID信号はエコー信号に比べて横緩和時間 T_2 の減衰が少なくまた反転のためのRFパルス信号も不要であり時間当たりのS/N比が高いと言う利点から判断して、再構成にはFID信号を用いる方が望ましいと言える。

(発明が解決しようとする問題点)

ところで、FID信号をフーリエ法再構成に用いる従来の方法では、原点对称に折り返した複素共役データで負の時間領域を推定して補うようにしているが、主磁場に空間的不均一があるとその影響が時間原点で波形の不連続として現れるため、以下に更に詳しく述べるように、再構成像のシェーディングや微分性アーチファクトが生じていた。

$$= \alpha(x_0, y) f(x, y) \cos(\gamma D(x, y) T) + \frac{2}{\pi} \int \frac{f(x, y) \sin(\gamma D(x, y) T)}{x - X + D(x, y) / G_x} dx$$

ここで、 x_0 は、

$x_0 = x + D(x_0, y) / G_x = 0$ の解

$$\alpha(x_0, y) = \left| + \frac{1}{G_x} \frac{\partial}{\partial x} D(x, y) \right|_{x=x_0}$$

また、 $H(t)$ は単位階段関数、 $D(x, y)$ は主磁場の不均一成分であり、 x 軸を読出し方向、 y 軸をワープ方向にとっている。

以上より、主磁場不均一により生ずる位置・濃度歪みを補正すると、 x_0 が x に、また $\alpha(x_0, y)$ が 1 になるので、補正像は

$$h(x, y) = f(x, y) \cos(\gamma D(x, y) T) + \frac{2}{\pi} \int \frac{f(x, y) \sin(\gamma D T)}{x - X + \Delta D / G_x} dx$$

ただし、 $\Delta D = D(x, y) - D(x_0, y)$ となる。その第1項の余弦分は、シェーディングになるけれども、 D が小さい場合には $1 / \cos$

すなわち、第8図に示すように、(イ)に示すような被測定物をスキャンして各ワープ層に応じて(ロ)に示すようなFID信号を得る。2次元逆フーリエ変換するために(ロ)のデータを(ハ)に示すように原点对称に折り返し、新たなデータとする。(ハ)の新たなデータを2次元逆フーリエ変換および絶対値処理することにより(ニ)のような再構成像を得る。

更にこれを数学的にとらえると、次のとおりである。

再構成像を $g(x, y)$ とすると、

$$\begin{aligned} g(x, y) &= \mathcal{F}_2^{-1} [F(t, G_y) H(\gamma G_x t) + \overline{F(-t, -G_y)} H(-\gamma G_x t)] \\ &= \iint \{ F(t, G_y) H(\gamma G_x t) + \overline{F(-t, -G_y)} H(-\gamma G_x t) \} e^{i\gamma(G_x x t + G_y y T)} d(\gamma G_x t) d(\gamma G_y T) \\ &= \frac{\alpha(x_0, y)}{2} f(x_0, y) e^{-i\gamma D(x_0, y) T} \\ &\quad + \frac{1}{i\pi} \int \frac{f(x, y) e^{-i\gamma D T}}{x - X + D / G_x} dx \\ &\quad + \frac{\alpha(x_0, y)}{2} f(x, y) e^{i\gamma D(x_0, y) T} \\ &\quad - \frac{1}{i\pi} \int \frac{f(x, y) e^{i\gamma D T}}{x - X + D / G_x} dx \end{aligned}$$

($\gamma D T$) 倍することで補正可能である。しかし、第2項のアーチファクト像と第1項の像を分離する手段はなく、アーチファクト像を除去することができない。

本発明の目的は、このような点に鑑み、主磁場に空間的不均一がある場合にもFID信号を使ったフーリエ法再構成でアーチファクトの少ない画像を得ることのできる核磁気共鳴撮像装置を提供することにある。

このような目的を達成するために本発明では、大きさは等しいが磁場勾配の傾き方向が互いに異なるような2種類の勾配磁場を発生させ、同一対象物のFID信号を測定するように各部を制御するシーケンス制御手段と、

FID信号の負の時間領域に零値を埋めこむか又は零があるものとみなし、FID信号測定時の磁場勾配の傾き方向に応じて、一方はそのまま、他方は読出し時間軸が正負反転するように複素面像をフーリエ変換するフーリエ変換手段と、

前記フーリエ変換手段からの出力に対し、予め

求められている主磁場不均一分布に応じて読出し方向の位置および強度歪補正を施す歪補正手段と、
2つの複素画像を加算する加算手段と、

複素画像を画像処理して実数画像を算出する画像処理手段と、

を具備し、正の読出し勾配で測定した一連のFID信号と、負の読出し勾配で測定した一連のFID信号2種類を用い、前記フーリエ変換手段および歪補正手段において各々のFID信号を別個に再構成および歪補正し、前記加算手段でこの2枚の画像を複素数加算することにより主磁場不均一の影響を少なくし、その後前記画像処理手段においてこの複素画像を画像処理して実数画像を得るようにしたことを特徴とする。

(実施例)

以下図面を用いて本発明を実施例につき詳細に説明する。第1図は本発明の方法を実施するためのNMR断層撮像装置の要部構成図である。図において、1はマグネットアセンブリで、内部には対象物を挿入するための空間部分(孔)が設けら

れ、この空間部分を取巻くようにして、対象物に一定の磁場を印加する主磁場コイルと、勾配磁場を発生するための勾配磁場コイル(個別に勾配磁場を発生することができるように構成されたx勾配磁場コイル、y勾配磁場コイル、z勾配磁場コイル)と、対象物内の原子核のスピンを励起するための高周波パルスを与えるRF送信コイルと、対象物からのNMR信号を検出する受信コイル等が配置されている。

主磁場コイル、 G_x 、 G_y 、 G_z 各勾配磁場コイル、RF送信コイルおよびNMR信号の受信コイルは、それぞれ主磁場電源2、 G_x 、 G_y 、 G_z 勾配磁場ドライバ3、RF電力増幅器4および前置増幅器5に接続されている。10はシーケンス記憶回路で、勾配磁場や高周波磁場の発生シーケンスを制御すると共に得られたNMR信号をA/D変換するときのタイミングを制御する。

6はゲート変調回路、7は高周波信号を発生するRF発振回路である。ゲート変調回路6は、シーケンス記憶回路10からのタイミング信号によ

りRF発振回路7が出力した高周波信号を変調し、高周波パルスを生成する。この高周波パルスはRF電力増幅器4に与えられる。

8は位相検波器で、RF発振回路7の出力信号を参照して、受信コイルで検出し前置増幅器5を介して送られるNMR信号を位相検波する。

11はA/D変換器で、位相検波器8を介して得られたNMR信号をアナログ・デジタル変換する。

13は計算機を含む処理装置で、種々のスキャンを実現するためスキャン条件をシーケンス記憶回路10に供給する機能や、A/D変換器より入力される観測データから共鳴エネルギーに関する情報の分布を画像に再構成する演算処理機能、操作コンソール12に対する情報の授受を行う機能などを有する。

処理装置13で得られた再構成像は表示装置9において表示される。

第2図は測定されたFID信号から再構成像を得る画像処理機能部分の一実施例構成を示すもの

である。同図において、21は入力手段で、測定された2つのFID信号すなわち正の読出し勾配で測定したFID信号 FID_p と負の読出し勾配で測定したFID信号 FID_n を受ける。22はフーリエ変換手段で、入力手段21から与えられるデータに応じてフーリエ変換又はフーリエ逆変換する。この結果は複素画像となる。23は歪み補正手段で、その複素画像 I_1 を受け、予め得られている主磁場不均一分布を参照してその複素画像を補正し、読出し勾配の正負に従って別の複素画像 I_p 、 I_n を作成する。24はこの2枚の複素画像を加算して1枚の複素画像 I_2 を得る加算手段である。25は前記複素画像 I_2 を実数画像 I_3 に画像処理する画像処理手段である。

このような構成における動作を次に説明する。

シーケンス記憶回路10の制御に基づきゲート変調回路6を通して第3図(イ)に示すような90°パルスを発生させ、これをRF電力増幅器4を介してRF送信コイルに与え対象物を励起する。この時同時に勾配磁場 G_z も印加して(同図(ロ))

)、特定のスライス面内にあるスピンのみを選択励起する。

次に(ハ)、(ニ)に示すように勾配磁場 G_x 、 G_y を加え、(ホ)に示すような FID 信号を発生させる。この FID 信号は、受信コイルで検出され、前置増幅器 5、位相検波器 8、A/D 変換器 11 を経て、処理装置 13 に送られる。

このようにして各ビューごとに G_y の大きさ(ワープ量)を変えながら一連のデータを採取し、再構成画像を得るが、以下に第 4 図のフローチャートを参照しつつ更に詳細にその動作を説明する。

同一対象物に対し、大きさは等しいが符号の異なる 2 種類の読出し勾配で FID 信号を測定する。この FID 信号のうち、先ず正の読出し勾配で測定したものを入力手段 21 に入力する。

ここで、FID 信号とは、ワープ量を $-(N-1)\Delta G_y$ から $N\Delta G_y$ まで 2N 段階に変えて繰返し測定されたものの全体を示す。この FID 信号 $F(t, k)$ (t は時間、 k はワープステップ)は、プロトン密度分布を $f(x, y)$ 、静磁場の

不均一分を $D(x, y)$ 、ワープに用いる時間を T 、磁気回転比を γ とすると、

$$F_1(t, k) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i\gamma(\Delta G_y k y T + G_x x t)} \times e^{-i\gamma D(x, y)(T+t)} dx dy \quad \dots (1)$$

$$(t \geq 0, -(N-1) \leq k \leq N)$$

と表わすことができる。これを再構成手段で再構成する。フーリエ変換法の再構成は 2 次元逆フーリエ変換で行うが、第 5 図の(ロ)に示すように左半平面には零値を埋めて演算する。この過程は、単位段階関数 $H(t)$ を導入し、ワープステップを連続的にみて、 $k G_y$ を G_y と近似すると次式で表わされる。この時の再構成像を $g_1(x, y)$ とする。

$$g_1(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\infty}^{\infty} F_1(t, G_y) H(\gamma G_x t) e^{i\gamma G_x x T} \times e^{i\gamma G_y y T} d(\gamma G_x t) d(\gamma G_y T)$$

$$= \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \left\{ \frac{1}{2} \delta(x - x_0 + \frac{D(x, y)}{G_x}) + \frac{1/\pi}{i(x - x_0 + D(x, y)/G_x)} \right\} e^{-i\gamma D(x, y)T} dx$$

$$= \frac{\alpha(x_0, y)}{2} f(x_0, y) e^{-i\gamma D(x_0, y)T} + \frac{1}{i\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x, y) e^{-i\gamma D(x, y)T}}{x - x_0 + D(x, y)/G_x} dx \quad \dots (2)$$

ただし、 x_0 は、 $x_0 = x + D(x_0, y) / G_x = 0$ の解 $\alpha(x_0, y)$ である。

$$\alpha(x_0, y) = 1 + \frac{1}{G_x} \frac{\partial}{\partial x} D(x, y) \Big|_{x=x_0}$$

$g_1(x, y)$ 像は、歪み補正手段 23 で位置補正 ($x_0 \rightarrow x$) と濃度歪補正 ($1/\alpha(x, y)$ を掛ける) される。補正後の像 $h_1(x, y)$ は次式の通りである。

$$h_1(x, y) = \frac{1}{2} f(x, y) e^{-i\gamma D(x, y)T} + \frac{1}{i\pi \alpha(x, y)} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x, y) e^{-i\gamma D(x, y)T}}{x - x_0 + \Delta D/G_x} dx \quad \dots (3)$$

ただし、 $\Delta D = D(x, y) - D(x_0, y)$

次は、大きさが等しい負の読出し勾配で測定した FID 信号 $F_2(t, k)$ を入力手段 21 に入力する。FID 信号 $F_2(t, k)$ は次のように表わされる。

$$F_2(t, k) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i\gamma(\Delta G_y k y T - G_x x t)} \times e^{-i\gamma D(x, y)(T+t)} dx dy \quad \dots (4)$$

$$(t \geq 0, -(N-1) \leq k \leq N)$$

この信号をフーリエ変換手段 22 で再構成する。

この場合 t 軸方向には $1/2\pi$ で正規化したフーリエ変換、 k 軸方向には従来通りの逆フーリエ変換を行う。この操作は再構成像の x 軸方向を逆転する効果がある。ここでも、 $F_2(t, k)$ の $t \leq 0$ の半平面には零値を埋めておく(第 5 図の(ホ))。前記の場合と同じ近似を行うことにより次式で表わされる再構成像 $g_2(x, y)$ を得る。

$$g_2(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\infty}^{\infty} F_2(t, G_y) H(\gamma D_x t) e^{-i\gamma G_x x T} \times e^{i\gamma G_y y T} d(\gamma G_x t) d(\gamma G_y T)$$

$$= \frac{\beta(x_1, y)}{2} f(x_1, y) e^{-i\gamma D(x_1, y)T} - \frac{1}{i\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x, y) e^{-i\gamma D(x, y)T}}{x - x_1 - D(x, y)} dx \quad \dots (5)$$

ただし、 x_1 は $x_1 = x + D(x_1, y) / G_x = 0$ の解

$$\beta(x_1, y) = 1 - \frac{1}{G_x} \frac{\partial}{\partial x} D(x, y) \Big|_{x=x_1}$$

である。

これを、歪補正手段 23 で、 x_1 が x になるように位置を補正すると共に $\beta(x_1, y)$ が 1 になるように濃度補正する。補正後の像 $h_2(x, y)$

y) は次のようになる。

$$h_2(x, y) = \frac{1}{2} f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T} - \frac{1}{j\pi \beta(x, y)} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T}}{x - X - \Delta D / G_x} dx \quad \text{--- (6)}$$

ただし、 $\Delta D = D(x, y) - D(x, y)$

次に、 $h_1(x, y)$ と $h_2(x, y)$ を複素画像として加算する（第5図の（チ））と、その像 $h(x, y)$ （第5図の（リ））は次のようになる。

$$\begin{aligned} h(x, y) &= h_1(x, y) + h_2(x, y) \\ &= f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T} \\ &\quad + \frac{1}{j\pi \alpha(x, y)} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T}}{x - X + \Delta D / G_x} dx \\ &\quad - \frac{1}{j\pi \beta(x, y)} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T}}{x - X - \Delta D / G_x} dx \quad \text{--- (7)} \end{aligned}$$

$\alpha(x, y) \approx 1$ 、 $\beta(x, y) \approx 1$ と近似してみると、

$$h(x, y) \approx f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T} + \frac{2}{j\pi G_x} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\Delta D f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T}}{(x - X)^2 - \Delta D^2 / G_x^2} dx \quad \text{--- (8)}$$

ある。

③ 2枚の像を加算して作られた複素画像を絶対値処理で実数化する代りに、第6図に示すように、位相回転を行い、本来の像（8式の第1項成分）と、主磁場不均一とFID信号の時間原点における不連続により生ずるアーチファクト像（（8）式の第2項成分）を分離してもよい。

これは、（8）式の第1項と第2項の位相がほぼ直交すること、すなわち、 \arg （第2項／第1項） $\approx -\pi/2$ であること、を利用したものである。

④ 第7図に示すように、1種類のFID信号からなる半平面のデータを2次元逆フーリエ変換し、複素画像を位相回転し、上記③と同じ直交性を利用した分離を行ってもよい。この方法は、低い空間周波数成分の所でアーチファクト像が分離できず2種類のFID信号を使ったものより画質が劣るが、高い空間周波数成分が多い像では実用に耐える画像が得られ使用可能である。

（発明の効果）

となる。（8）式の第2項は、第1項と同じ式 $f(x, y) e^{-j\pi D(x, y)T}$ に極めて小さい値 ΔD を掛け、近似2次微分をしたもので、その絶対値は第1項に比べて小さい。この値が実用上問題にならないくらい小さくなることはシュミレーション実験で確かめられている。

最後に画像処理手段25で $h(x, y)$ の絶対値を取り、再構成像（第5図の（ヌ））を得る。

なお、本発明は上記実施例に限らず次のようにしてもよい。

- ① 負の読出し勾配で測定したFID信号を再構成する時は、読出し時間方向にフーリエ変換する代りに、読出し方向のデータを正負反転させた後フーリエ逆変換してもよい。この場合には、ワープ方向のフーリエ逆変換と合せて通常の2次元フーリエ逆変換になる。両者は数式的には等価である。
- ② 読出し勾配の大きさを正負で異なる値にしてもよい。この場合には、再構成後画像の大きさが等しくなるようにフーリエ変換をする時に、適当な長さに零値の埋めこみをするなどの補正が必要で

以上説明したように、本発明によれば、次のような効果がある。

① エコー信号よりもFID信号の方が励起後早い時点で信号の採取が可能であるので、FID信号を利用する本発明では、T₂減衰が少なく、S/N比の大きな再構成像が得られる。

② 主磁場不均一の影響が少ないので、勾配磁場強度を弱くしておくことができる。この時FID信号の占める周波数領域が狭くなるため、低域通過フィルタの帯域幅を狭くすることができ、受信雑音が減り、再構成像のS/N比を更に向上させることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図および第2図は本発明に係る核磁気共鳴撮像装置の一実施例を示す構成図、第3図はパルスシーケンスを示すための図、第4図は動作を説明するためのフローチャート、第5図は動作の流れを説明するための説明図、第6図および第7図は本発明の他の実施例にはおける動作の流れを説明するための説明図、第8図は従来の装置にお

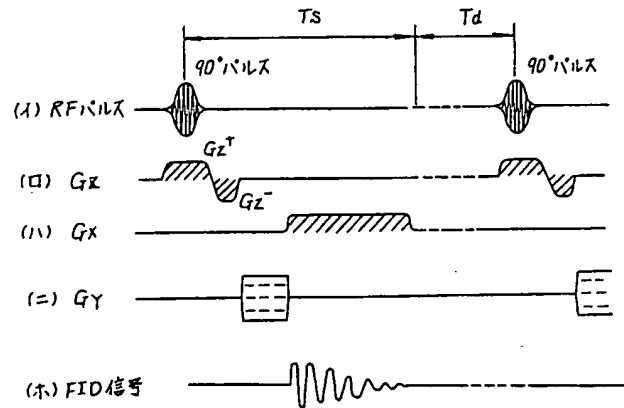
ける画像再構成動作の流れを説明するためのフローチャートである。

1…マグネットアセンブリ、2…主磁場電源、3…勾配磁場駆動回路、4…RF電力増幅器、5…前置増幅器、6…ゲート変調回路、7…RF発振回路、8…位相検波器、9…表示装置、10…シーケンス記憶回路、11…A/D変換器、12…操作コンソール、13…処理装置、21…入力手段、22…フーリエ変換手段、23…歪補正手段、24…加算手段、25…画像処理手段。

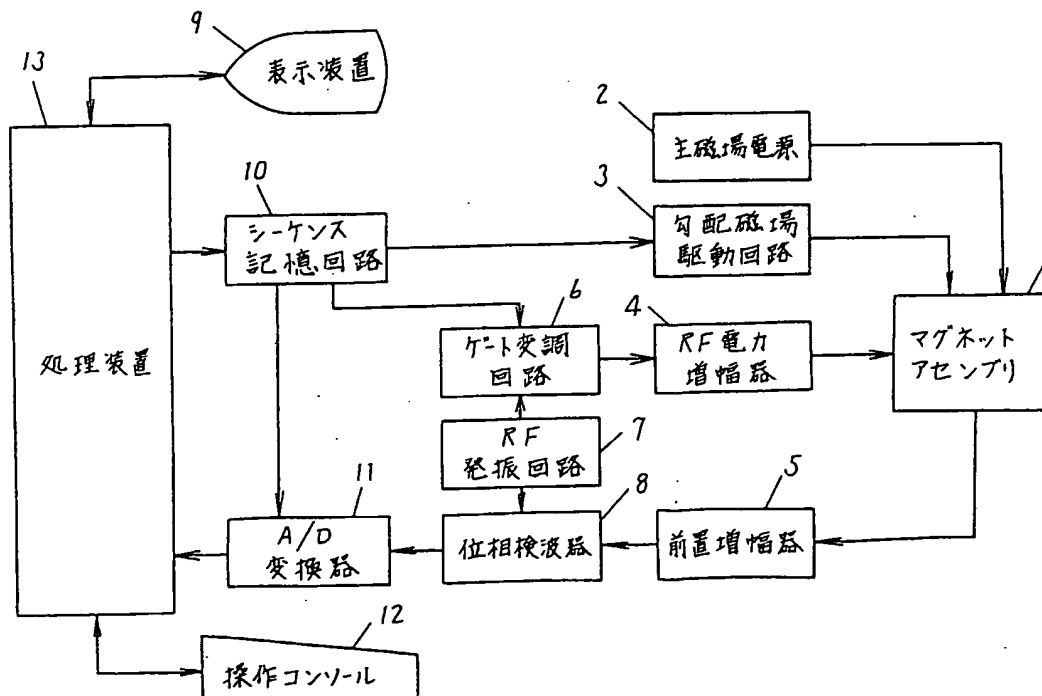
代理人 弁理士 小沢 信



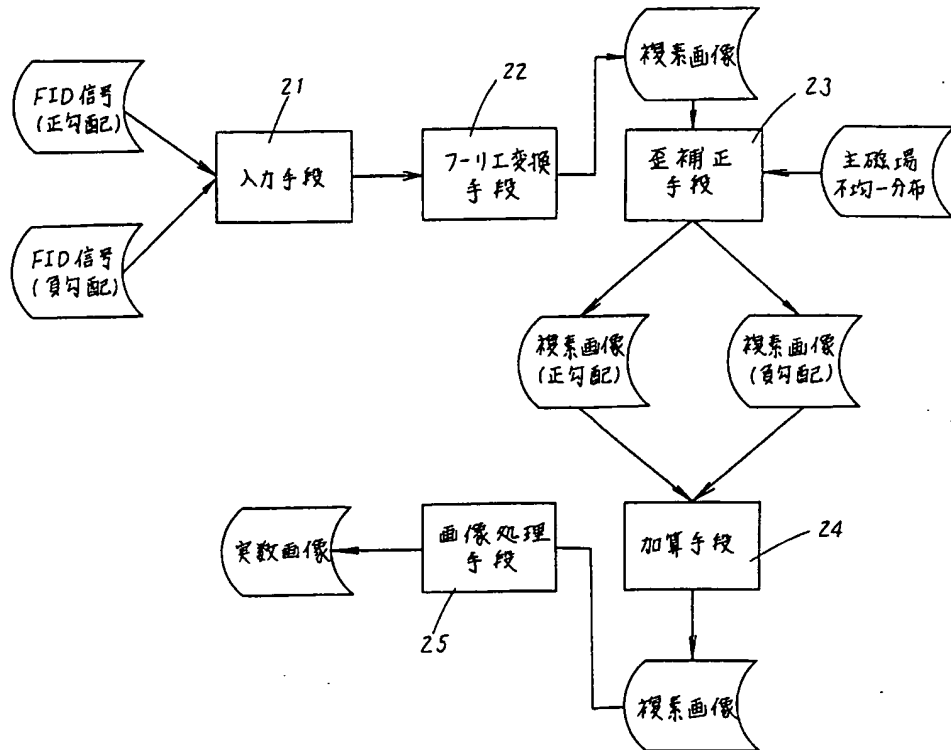
第3図



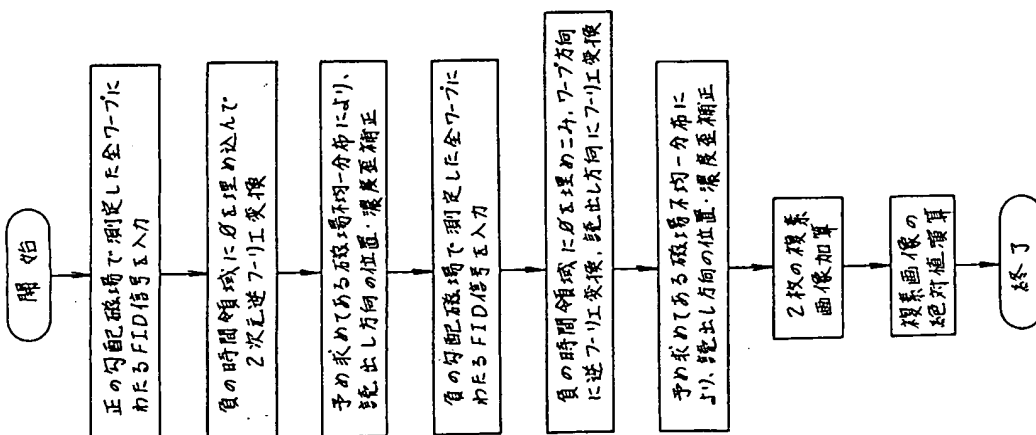
第1図



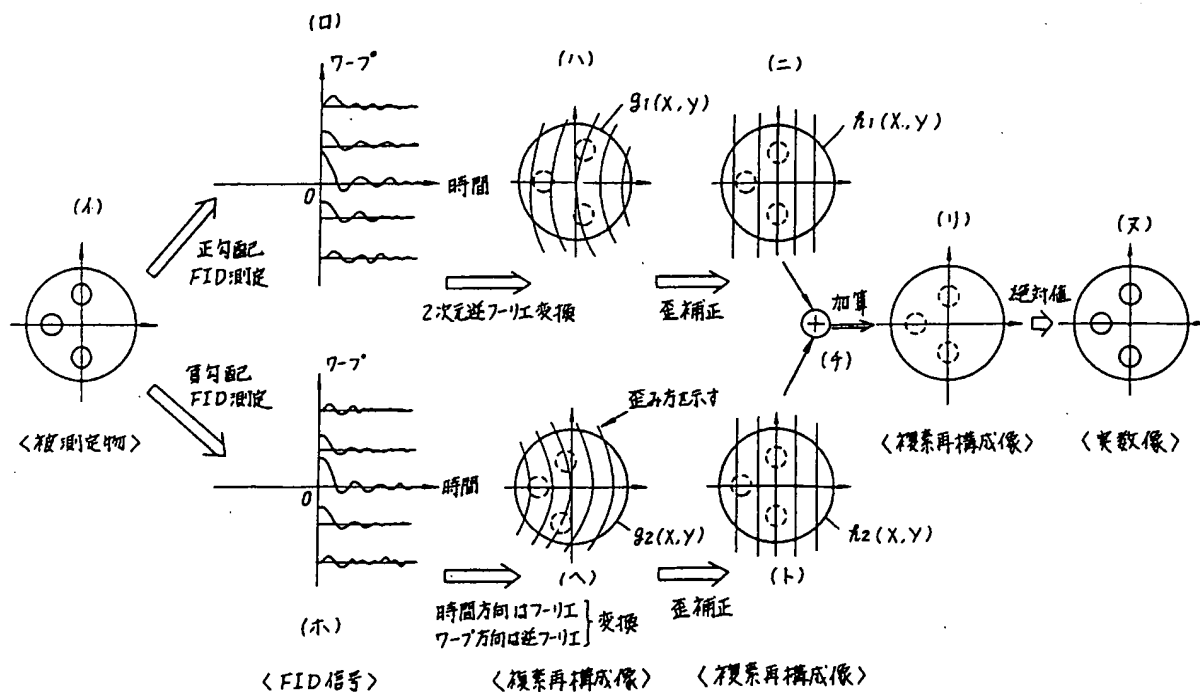
第 2 図



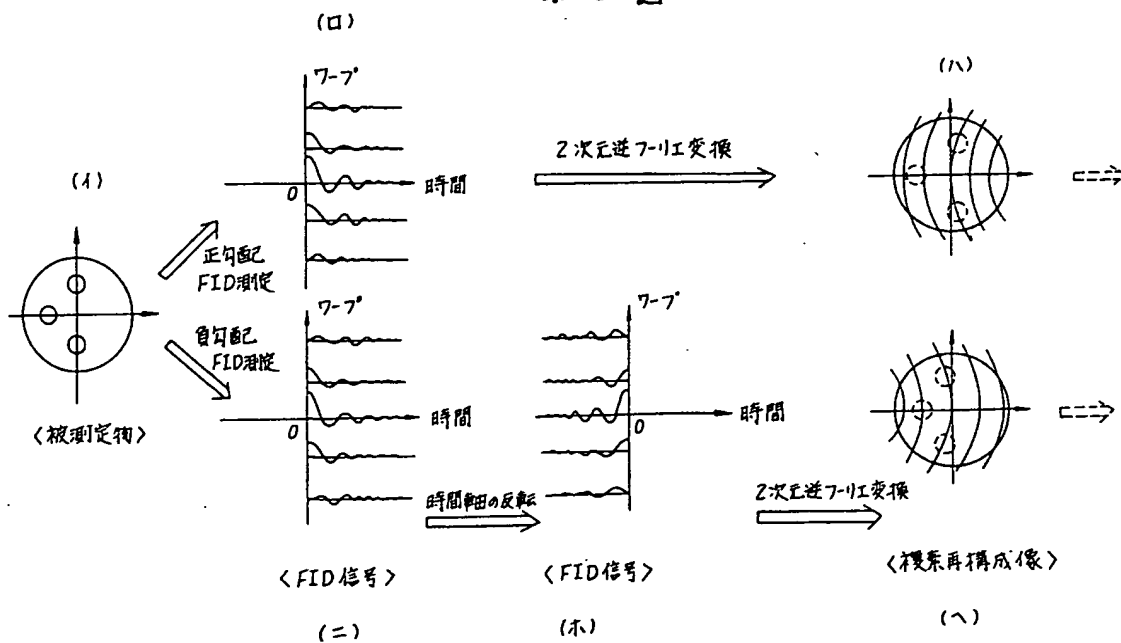
第 4 図



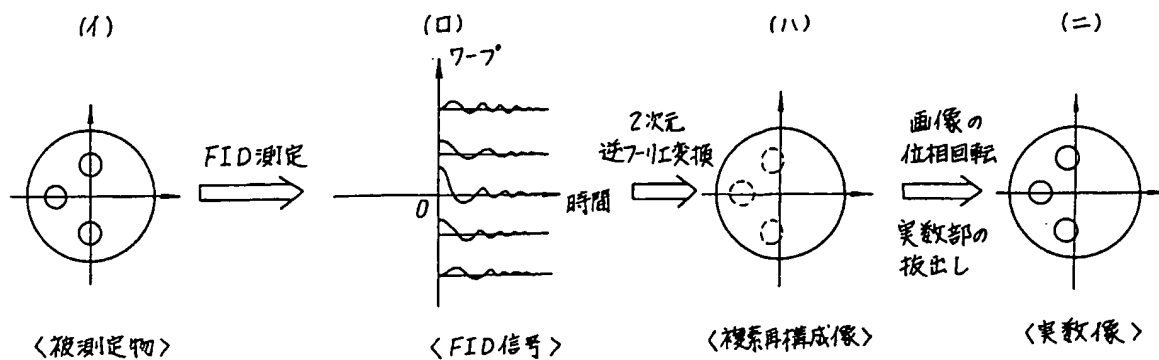
第 5 図



第 6 圖



第 7 図



第 8 図

